



4 / 6

## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 08-322824

(43)Date of publication of application : 10.12.1996

(51)Int.Cl.

A61B 5/16

A61B 5/0205

A61M 16/01

(21)Application number : 07-136948

(71)Applicant : NIPPON COLIN CO LTD

(22)Date of filing : 02.06.1995

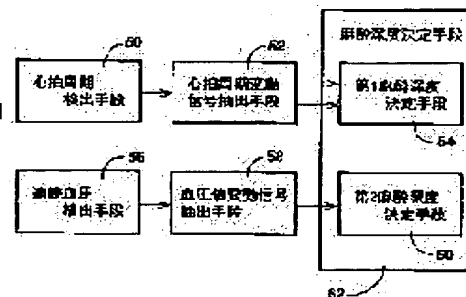
(72)Inventor : NOMURA HISAFUMI  
TSUDA SHUICHI

### (54) ANESTHETIC DEPTH DETECTOR

#### (57)Abstract:

PURPOSE: To make it possible to objectively detect the anesthetic depth of a living body.

CONSTITUTION: A first heartbeat period fluctuation signal HFCRR which is the fluctuation component of the heartbeat period generated in approximately synchronization with the respiration of the living body from the fluctuations in the heartbeat periods of the living body detected continuously from a heartbeat period detecting means 50 and the second heartbeat period fluctuation signal LFCRR consisting of the prescribed frequency component lower than this first heartbeat period fluctuation signal HFCRR are extracted by a heartbeat period fluctuation signal extracting means 52. The anesthetic depth DRR of the living body is determined in accordance with the ratio (LFCRR/BFCRR) between the first heartbeat period fluctuation signal HFCRR and the second heartbeat period fluctuation signal LFCRR. Then, the objective or quantitative determination of the anesthetic depth of the living body is made possible and the anesthetic depth of the living body is exactly detected without requiring skill, etc.



### LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

06.01.2000

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

3229775

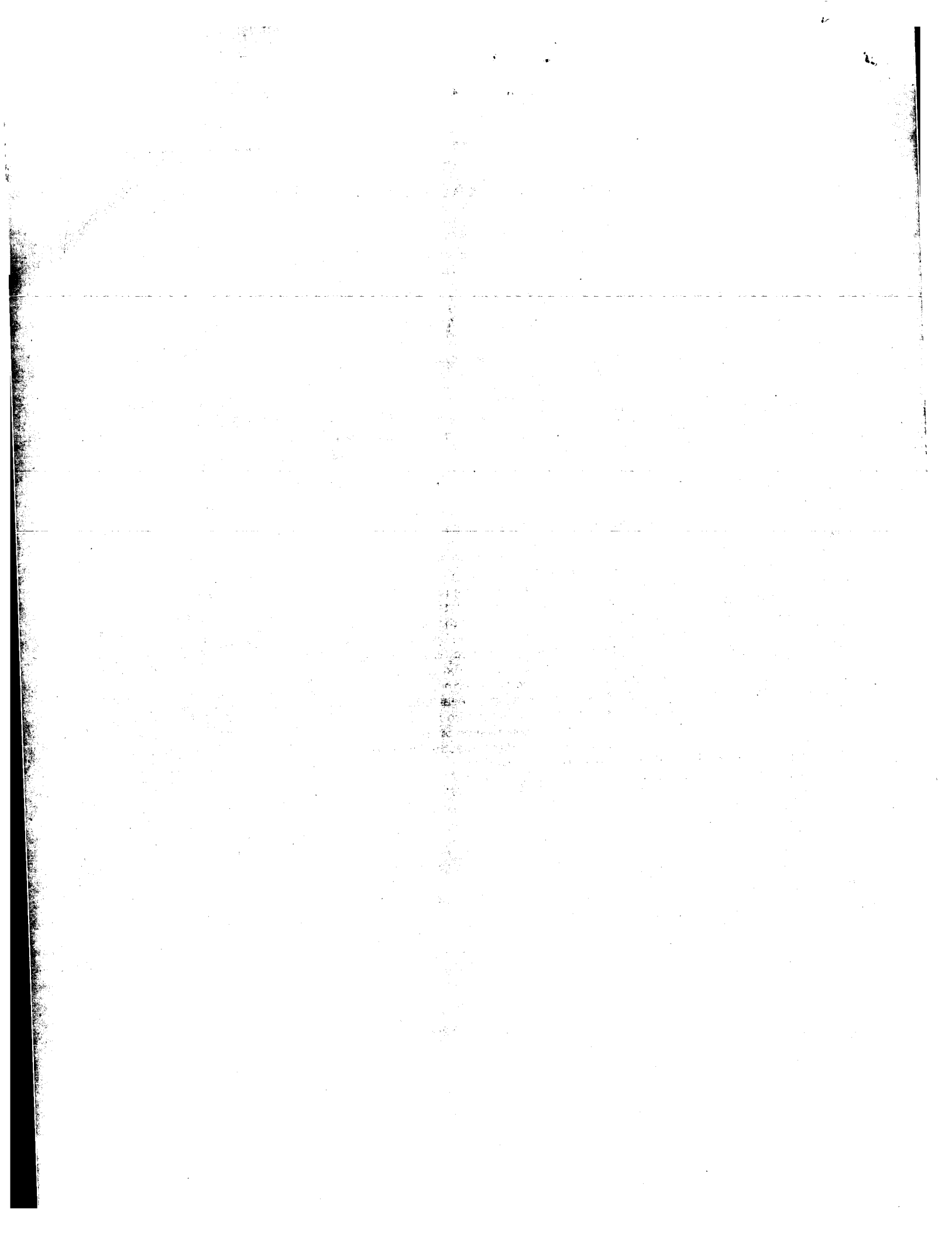
[Date of registration]

07.09.2001

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]



(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平8-322824

(43) 公開日 平成8年(1996)12月10日

(51) Int.Cl. <sup>9</sup>	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B 5/16		7638-2 J	A 6 1 B 5/16	
5/0205			A 6 1 M 16/01	G
A 6 1 M 16/01			A 6 1 B 5/02	H

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 6 頁)

(21) 出願番号 特願平7-136948

(22) 出願日 平成7年(1995)6月2日

(71) 出願人 390014362

日本コーリン株式会社

愛知県小牧市林2007番1

(72) 発明者 野村 尚史

愛知県小牧市林2007番1 日本コーリン株式会社社内

(72) 発明者 津田 秀一

愛知県小牧市林2007番1 日本コーリン株式会社社内

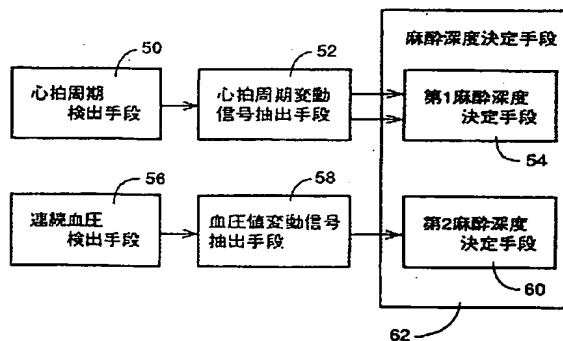
(74) 代理人 弁理士 池田 治幸 (外2名)

(54) 【発明の名称】 麻酔深度検出装置

(57) 【要約】

【目的】 生体の麻酔深度を客観的に検出し得る麻酔深度検出装置を提供する。

【構成】 心拍周期検出手段50により連続的に検出された生体の心拍周期のゆらぎから、生体の呼吸に略同期して発生する心拍周期の変動成分である第1心拍周期変動信号HFC<sub>RR</sub>と、その第1心拍周期変動信号HFC<sub>RR</sub>よりも低い所定の周波数成分から成る第2心拍周期変動信号LFC<sub>RR</sub>とが、心拍周期変動信号抽出手段52により抽出される。そして、第1麻酔深度決定手段54により上記第1心拍周期変動信号HFC<sub>RR</sub>と前記第2心拍周期変動信号LFC<sub>RR</sub>との比(LFC<sub>RR</sub>/HFC<sub>RR</sub>)に基づいて生体の麻酔深度D<sub>RR</sub>が決定される。したがって、客観的或いは定量的に生体の麻酔深度を決定でき、生体の麻酔深度を熟練などを要することなく正確に検出することができる。



(2)

1

## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 生体の麻酔深度を検出するための装置であって、

前記生体の心拍周期を連続的に検出する心拍周期検出手段と、

該心拍周期検出手段により連続的に検出された生体の心拍周期のゆらぎから、前記生体の呼吸に略同期して発生する心拍周期の変動成分である第1心拍周期変動信号と、該第1心拍周期変動成分よりも低い所定の周波数成分から成る第2心拍周期変動信号とを抽出する心拍周期変動信号抽出手段と、

該心拍周期変動信号抽出手段により抽出された前記第1心拍周期変動信号と前記第2心拍周期変動信号との比に基づいて、前記生体の麻酔深度を決定する麻酔深度決定手段とを含むことを特徴とする麻酔深度検出装置。

【請求項2】 生体の麻酔深度を検出するための装置であって、

前記生体の血圧値を連続的に検出する連続血圧検出手段と、

該連続血圧検出手段により連続的に検出された生体の血圧値のゆらぎから、該生体の呼吸よりも低い所定の周波数成分である血圧値変動信号を抽出する血圧値変動信号抽出手段と、

前記血圧値変動信号の強度に基づいて前記生体の麻酔深度を決定する麻酔深度決定手段とを含むことを特徴とする麻酔深度検出装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【産業上の利用分野】 本発明は生体の麻酔深度を検出するための装置に関するものである。

## 【0002】

【従来の技術】 手術などにおいて患者に麻酔を施す場合には、そのストレスから患者を保護するために適度な麻酔深度を維持することが望まれる。そのために、従来においては、たとえば、手術刺激に対する患者の血圧値や心拍数や呼吸数などの変化を監視したり、患者の睫毛反射や瞳孔の大きさや四肢末梢の色調、体温などを観察したりすることに基づいて麻酔深度を主観的或いは経験的に把握することが行われている。

## 【0003】

【発明が解決しようとする課題】 しかしながら、上記血圧値や心拍数や呼吸数の変化による麻酔深度の把握や上記睫毛反射や瞳孔の大きさや四肢末梢の色調、体温による麻酔深度の把握は麻酔医療従事者等の主観に頼って行われることから、長期の訓練や熟練を必要とするだけでなく、麻酔深度を客観的に或いは正確に把握することは必ずしも容易なものではなかった。すなわち、本発明の目的とするところは、生体の麻酔深度を客観的に検出し得る麻酔深度検出装置を提供することにある。

【0004】 本発明者等は以上の事情に基づいて種々検討

2

討を重ねるうち、生体に麻酔を施した場合において、生体の心拍周期の変動成分に含まれる呼吸同期性のゆらぎの大きさや、血圧値の変動成分に含まれる呼吸よりも低い周波数成分から成るゆらぎの大きさが、生体の副交感神経或いは交感神経の活動レベルと密接な関係を示し、それらのゆらぎの大きさに基づいて生体の麻酔深度を客観的に表現できることを見出した。

## 【0005】

【課題を解決するための第1の手段】 本発明はかかる知見に基づいて為されたものであって、その要旨とするところは、生体の麻酔深度を検出するための装置であって、(a) 前記生体の心拍周期を連続的に検出する心拍周期検出手段と、(b) その心拍周期検出手段により連続的に検出された生体の心拍周期のゆらぎから、前記生体の呼吸に略同期して発生する心拍周期の変動成分である第1心拍周期変動信号と、その第1心拍周期変動成分よりも低い所定の周波数成分から成る第2心拍周期変動信号とを抽出する心拍周期変動信号抽出手段と、(c) その心拍周期変動信号抽出手段により抽出された前記第1心拍周期変動信号と前記第2心拍周期変動信号との比に基づいて、前記生体の麻酔深度を決定する麻酔深度決定手段とを含むことにある。

## 【0006】

【作用および第1発明の効果】 このようにすれば、心拍周期検出手段により連続的に検出された生体の心拍周期のゆらぎから、生体の呼吸に略同期して発生する心拍周期の変動成分である第1心拍周期変動信号と、その第1心拍周期変動成分よりも低い所定の周波数成分から成る第2心拍周期変動信号とが、心拍周期変動信号抽出手段により抽出される。そして、麻酔深度決定手段により上記第1心拍周期変動信号と前記第2心拍周期変動信号との比に基づいて生体の麻酔深度が決定される。したがって、客観的或いは定量的に生体の麻酔深度を決定でき、生体の麻酔深度を熟練などを要することなく正確に検出することができる。

## 【0007】

【課題を解決するための第2の手段】 また、前記目的を達成するための第2発明の要旨とするところは、生体の麻酔深度を検出するための装置であって、(a) 前記生体の血圧値を連続的に検出する連続血圧検出手段と、(b) その連続血圧検出手段により連続的に検出された生体の血圧値のゆらぎから、その生体の呼吸よりも低い所定の周波数成分である血圧値変動信号を抽出する血圧値変動信号抽出手段と、(c) 前記血圧値変動信号の強度に基づいて前記生体の麻酔深度を決定する麻酔深度決定手段とを含むことにある。

## 【0008】

【作用および第2発明の効果】 このようにすれば、連続血圧検出手段により生体の血圧値が連続的に検出され、その連続的に検出された生体の血圧値のゆらぎからその

生体の呼吸よりも低い所定の周波数成分である血圧値変動信号が血圧値変動信号抽出手段により抽出されると、麻酔深度決定手段により上記血圧値変動信号の強度に基づいて生体の麻酔深度が決定される。したがって、客観的或いは定量的に生体の麻酔深度を決定でき、生体の麻酔深度を熟練などを要することなく正確に検出することができる。

【0009】

【実施例】以下、本発明の一実施例を図面に基づいて詳細に説明する。

【0010】図1は本発明の麻酔深度検出装置の一構成例を示す図である。図において、心電誘導装置10は、生体に貼り着けられる複数の電極12を備えており、イソフルレン等の吸入麻酔薬により全身麻酔が施された生体から心拍に同期して連続的に発生するよく知られた心電誘導信号をA/D変換器14を介して演算制御装置16のCPU18へ逐次供給する。

【0011】連続血圧測定装置20は、図示しない装着バンド等によって頸動脈、撓骨動脈、足背動脈などの生体の動脈に対して押圧される圧脈波検出ブロープ22を備えており、全身麻酔が施された生体の血圧値を1拍毎に連続的に検出し、血圧値を表す血圧値信号をA/D変換器24を介して演算装置16のCPU18へ逐次供給する。この連続血圧測定装置20は、たとえば特開平5-253196号公報に記載された血圧モニタ装置と同様に構成される。

【0012】上記演算制御装置16は、CPU18、ROM26、RAM28などを含む所謂マイクロコンピュータであって、RAM28の一時記憶機能を利用しつつ、予めROM26に記憶されたプログラムに従って入力信号すなわち心電誘導信号および血圧値信号を処理し、生体の麻酔深度Dを表示器30に表示する。

【0013】図2は、上記演算制御装置16の制御機能を示す機能ブロック線図である。図において、心拍周期検出手段50は、心電波形の時間間隔たとえばR波間の時間間隔を算出することにより麻酔中の生体の心拍周期 $T_{RR}$ を1拍毎に連続的に検出する。このように連続的に検出される心拍周期 $T_{RR}$ には、たとえば図3に示すようにゆらぎ(変動)が存在する。

【0014】心拍周期変動信号抽出手段52は、上記心拍周期検出手段50により連続的に検出された生体の心拍周期 $T_{RR}$ のゆらぎから、生体の呼吸に略同期して発生する心拍周期の変動成分である第1心拍周期変動信号 $HFC_{RR}$ と、その第1心拍周期変動信号 $HFC_{RR}$ よりも低い所定の周波数成分から成る第2心拍周期変動信号 $LFC_{RR}$ とを抽出する。この心拍周期変動信号抽出手段52では、たとえば高速フーリエ変換(FFT)法或いは自己回帰(AR)法などが用いられることにより心拍周期 $T_{RR}$ のゆらぎが周波数解析され、生体の呼吸周波数帯付近(たとえば0.25Hz)に発生するピークを有する

周波数成分の信号強度(信号パワー)を第1心拍周期変動信号 $HFC_{RR}$ として出力し、上記生体の呼吸周波数の1/3乃至1/4程度の周波数帯付近(たとえば0.07Hz)に発生するピークを有する周波数成分の信号強度(信号パワー)を第2心拍周期変動信号 $LFC_{RR}$ として出力する。図4は、上記心拍周期 $T_{RR}$ のゆらぎから抽出された第1心拍周期変動信号 $HFC_{RR}$ 、第2心拍周期変動信号 $LFC_{RR}$ 、および0.25Hz周波数成分(直流成分)の信号 $DC_{RR}$ の信号強度をそれぞれ示している。

10 【0015】麻酔深度決定手段62に含まれる第1麻酔深度決定手段54は、上記心拍周期変動信号抽出手段52により抽出された第1心拍周期変動信号 $HFC_{RR}$ と第2心拍周期変動信号 $LFC_{RR}$ との比( $LFC_{RR}/HFC_{RR}$ )に基づいて、生体の麻酔深度 $D_{RR}$ を決定する。この第1麻酔深度決定手段54は、たとえば、図5に示す予め記憶された関係から上記実際の比( $LFC_{RR}/HFC_{RR}$ )に基づいて麻酔深度 $D_{RR}$ を決定する。

【0016】脳幹レベルでの呼吸中枢から循環中枢への緩衝と心肺受容体からの求心性信号の呼吸性変動に起因して、循環中枢からの遠心路である心臓迷走神経の活動には呼吸性変動が生じると考えられ、洞結節発火頻度に現れるゆらぎが前記生体の呼吸周波数帯付近(たとえば0.25Hz)に発生するピークを有する周波数成分の信号強度(信号パワー)すなわち第1心拍周期変動信号 $HFC_{RR}$ であると考えられる。その洞結節を支配する交感神経にも呼吸性変動は生じるけれども、その交感神経による心拍数制御は低域フィルタとしての特性を有することから、極めて低い周波数たとえば0.15Hz以下の心拍変動しか伝達できず、通常の呼吸周波数である $HFC_{RR}$ は専ら迷走神経によって媒介される。このため、 $HFC_{RR}$ の振幅すなわち信号強度は心臓迷走神経活動レベルと比例し、選択的かつ定量的な心臓迷走神経活動指標となり得る。一方、第1心拍周期変動信号 $HFC_{RR}$ の数分の1程度の周波数成分からなる第2心拍周期変動信号 $LFC_{RR}$ は、血圧の圧受容体反射メカニズムを介して心拍変動に現れたものと考えられ、その反射の求心路は大動脈洞神経で遠心路は心臓副交感神経および交感神経であり、血圧の振幅と圧受容体感受性との積に比例するので、交感神経の活動レベルを評価するには、圧受容体反射感受性が一定であると過程できる場合に限られる。そして、比( $LFC_{RR}/HFC_{RR}$ )を用いることにより、個人差の影響を除いた状態で、神経活動レベルと密接に対応させることができる。図5の関係は、そのようなことを根拠としたものであり、予め実験的に求められる。

【0017】また、連続血圧検出手段56は、たとえば前記連続血圧測定装置22により構成されるものであり、生体の血圧値を連続的に検出する。血圧値変動信号抽出手段58は、上記連続血圧検出手段56により連続的に検出された生体の血圧値たとえば最高血圧値 $P_{s,v}$ のゆらぎから、生体の呼吸よりも低い所定の周波数成分

である血圧値変動信号 $LF C_{sv}$ を抽出する。この血圧値変動信号抽出手段58でも、たとえば高速フーリエ変換(FFT)法或いは自己回帰(AR)法などが用いられることにより血圧値 $P_{sv}$ のゆらぎが周波数解析され、生体の呼吸周波数の $1/3$ 乃至 $1/4$ 程度の周波数帯付近(たとえば $0.07\text{ Hz}$ )に発生するピークを有する周波数成分の信号強度(信号パワー)を血圧値変動信号 $LF C_{sv}$ として出力する。

【0018】麻酔深度決定手段62に含まれる第2麻酔深度決定手段60は、たとえば図6に示す予め記憶された関係から、上記血圧値変動信号 $LF C_{sv}$ の強度に基づいて生体の麻酔深度 $D_{sv}$ を決定する。血圧値のゆらぎを構成する血圧値変動信号 $LF C_{sv}$ は、交感神経性血管運動調節系の遅れ要素に由来するものと考えられることから、その振幅(信号強度)は血管運動性交感神経活動の定量的指標として用いることができる。図6の関係は、そのようなことを根拠としたものであり、予め実験的に求められる。

【0019】図7は、前記演算制御装置16の制御作動の要部を説明するフローチャートであって、脈拍周期に同期、或いは血圧値の入力周期に同期して実行されるルーチンを示している。

【0020】図7において、前記心拍周期検出手段50に対応するSA1では、心電誘導装置10から入力された心電波形のR波間の時間間隔を演算することにより心拍周期 $T_{rr}$ が算出される。次いで、前記心拍周期変動信号抽出手段52に対応するSA2では、逐次算出される上記心拍周期 $T_{rr}$ の変動成分のゆらぎ(変動)に対してたとえば高速フーリエ変換(FFT)法或いは自己回帰(AR)法などにより周波数解析が実行されることにより、生体の呼吸周波数帯付近(たとえば $0.25\text{ Hz}$ )に発生するピークを有する周波数成分の信号強度(信号パワー)が第1心拍周期変動信号 $HFC_{rr}$ として抽出され、上記生体の呼吸周波数の $1/3$ 乃至 $1/4$ 程度の周波数帯付近(たとえば $0.07\text{ Hz}$ )に発生するピークを有する周波数成分の信号強度(信号パワー)が第2心拍周期変動信号 $LF C_{rr}$ として抽出される。

【0021】次いで、前記第1麻酔深度決定手段54に対応するSA3では、たとえば図5に示す予め記憶された関係から上記SA2において抽出された第1心拍周期変動信号 $HFC_{rr}$ と第2心拍周期変動信号 $LF C_{rr}$ との比( $LF C_{rr}/HFC_{rr}$ )に基づいて、生体の麻酔深度 $D_{rr}$ が決定される。

【0022】次に、SA4では、連続血圧測定装置20から入力された血圧値 $P_{sv}$ が読み込まれるとともに、前記血圧値変動信号抽出手段58に対応するSA5において、血圧値 $P_{sv}$ のゆらぎに対してたとえば高速フーリエ変換(FFT)法或いは自己回帰(AR)法などにより周波数解析が実行されることにより、生体の呼吸周波数の $1/3$ 乃至 $1/4$ 程度の周波数帯付近(たと

ば $0.07\text{ Hz}$ )に発生するピークを有する周波数成分の信号強度(信号パワー)が血圧値変動信号 $LF C_{sv}$ として抽出される。

【0023】次いで、前記第2麻酔深度決定手段60に対応するSA6では、たとえば図6に示す予め記憶された関係から上記SA5において抽出された血圧値変動信号 $LF C_{sv}$ に基づいて、生体の麻酔深度 $D_{sv}$ が決定される。

【0024】続くSA7では、心拍周期のゆらぎに基づいて決定された麻酔深度 $D_{rr}$ と血圧値のゆらぎに基づいて決定された麻酔深度 $D_{sv}$ から、より信頼性の高い麻酔深度 $D$ が決定される。たとえば、麻酔深度 $D_{rr}$ および $D_{sv}$ の値が相互に大きく異なる場合には、いずれが異常値であるかがそれまでの経過などから決定され、正常値と考えられる側の値が麻酔深度 $D$ として決定される。また、麻酔深度 $D_{rr}$ および $D_{sv}$ の値がそれほど相違しない場合には、両者の平均値が麻酔深度 $D$ として決定される。そして、SA8では、上記SA7において決定された麻酔深度 $D$ が表示器30に数字により或いはトレンドグラフなどにより定量的に表示される。この麻酔深度 $D$ は、たとえば図5或いは図6の横軸を所定の単位で区切ることにより数字にて表現される。

【0025】上述のように、本実施例によれば、心拍周期検出手段50に対応するSA1により連続的に検出された生体の心拍周期のゆらぎから、生体の呼吸に略同期して発生する心拍周期の変動成分である第1心拍周期変動信号 $HFC_{rr}$ と、その第1心拍周期変動信号 $HFC_{rr}$ よりも低い所定の周波数成分から成る第2心拍周期変動信号 $LF C_{rr}$ とが、心拍周期変動信号抽出手段52に対応するSA2により抽出される。そして、第1麻酔深度決定手段54に対応するSA3により上記第1心拍周期変動信号 $HFC_{rr}$ と前記第2心拍周期変動信号 $LF C_{rr}$ に基づいて生体の麻酔深度 $D_{rr}$ が決定される。したがって、客観的或いは定量的に生体の麻酔深度 $D_{rr}$ を決定でき、生体の麻酔深度 $D_{rr}$ を熟練などを要することなく正確に検出することができる。

【0026】また、本実施例によれば、連続血圧検出手段56により生体の血圧値 $P_{sv}$ が連続的に検出され、その連続的に検出された生体の血圧値 $P_{sv}$ のゆらぎからその生体の呼吸よりも低い所定の周波数成分である血圧値変動信号 $LF C_{sv}$ が血圧値変動信号抽出手段58に対応するSA5により抽出されると、麻酔深度決定手段60に対応するSA6により上記血圧値変動信号 $LF C_{sv}$ の強度に基づいて生体の麻酔深度 $D_{sv}$ が決定される。したがって、客観的或いは定量的に生体の麻酔深度 $D_{sv}$ を決定でき、生体の麻酔深度 $D_{sv}$ を熟練などを要することなく正確に検出することができる。

【0027】また、本実施例によれば、麻酔深度決定手段62に対応するSA7において、心拍周期 $T_{rr}$ のゆら

7  
ぎから決定された麻酔深度 $D_{RR}$ と血圧値 $P_{SYS}$ のゆらぎから決定された麻酔深度 $D_{SYS}$ に基づいて、より信頼性の高い麻酔深度 $D$ が最終的に決定されるので、表示器30において定量的に表示される麻酔深度 $D$ の信頼性が一層高められる。

【0028】以上、本発明の一実施例を図面に基づいて説明したが、本発明はその他の態様においても適用される。

【0029】たとえば、前述の実施例では、心拍周期 $T_{RR}$ のゆらぎから麻酔深度 $D_{RR}$ を求めるための手段50、52、54と、血圧値 $P_{SYS}$ のゆらぎから麻酔深度 $D_{SYS}$ を求めるための手段56、58、60とが設けられていたが、いずれか一方が除去されても、麻酔深度を検出する機能が得られる。

【0030】また、前述の実施例では、心電誘導装置10により誘導された心電誘導波形(ECG)の周期、たとえばR波の間隔を1拍毎に算出することにより生体の心拍周期 $T_{RR}$ が連続的に検出されていたが、よく知られたカフや圧脈波センサにより生体の動脈から検出された脈波の周期を1脈波毎に算出したり、或いは光電脈波センサにより検出される容積脈波の周期を1脈波毎に算出するものが設けられても差し支えない。要するに、生体の心拍周期を連続的に検出する心拍周期検出手段が設けられていればよいのである。たとえば、前記連続血圧測定装置20の圧脈波検出ブローブ22により検出される圧脈波から心拍周期が検出される場合には心電誘導装置10が不要となる。

【0031】また、前述の実施例の心拍周期 $T_{RR}$ 或いは血圧値 $P_{SYS}$ 、または麻酔深度 $D_{RR}$ 或いは $D_{SYS}$ としては、一拍毎に求められた値が所定の期間内で平均された移動平均値が用いられてもよい。

【0032】また、前述の実施例の心拍周期変動信号抽出手段52や血圧値変動信号抽出手段58は、低周波数の微振動信号弁別用のデジタルフィルタから構成されることもできる。

【0033】また、前述の実施例では、麻酔深度 $D_{SYS}$ を決定するために連続血圧検出手段56により検出された最高血圧値 $P_{SYS}$ のゆらぎが用いられていたが、連続血圧検出手段56により検出される平均血圧値 $P_{MEAN}$ 或いは最低血圧値 $P_{DIA}$ のゆらぎが用いられても差し支え

\*ない。

【0034】また、前述の実施例では、第1心拍周期変動信号 $HFC_{RR}$ と第2心拍周期変動信号 $LFC_{RR}$ との比( $LFC_{RR}/HFC_{RR}$ )から生体の麻酔深度 $D_{RR}$ が決定され、血圧値変動信号 $LFC_{SYS}$ の強度から生体の麻酔深度 $D_{SYS}$ が決定されていたが、それらの比( $LFC_{RR}/HFC_{RR}$ )或いは血圧値変動信号 $LFC_{SYS}$ は、他のパラメータにより修正或いは補正されても差し支えない。要するに、第1心拍周期変動信号 $HFC_{RR}$ と第2心拍周期変動信号 $LFC_{RR}$ との比( $LFC_{RR}/HFC_{RR}$ )に基づいて生体の麻酔深度 $D_{RR}$ が決定され、血圧値変動信号 $LFC_{SYS}$ の強度に基づいて生体の麻酔深度 $D_{SYS}$ が決定されればよいのである。

【0035】その他、一々説明はしないが、本発明は当業者の知識の範囲内において種々の変形や変更が加えられるものである。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の麻酔深度検出装置の一例を示す図であって、構成を示すブロック線図である。

【図2】図1の麻酔深度検出装置の制御機能の要部を説明する機能ブロック線図である。

【図3】図1の麻酔深度検出装置において検出される心拍周期 $T_{RR}$ の変動を示す図である。

【図4】図1の麻酔深度検出装置において検出される心拍周期 $T_{RR}$ のゆらぎから抽出される、第1心拍周期変動信号 $HFC_{RR}$ 、第2心拍周期変動信号 $LFC_{RR}$ 、心拍周期直流成分 $DC_{RR}$ をそれぞれ示す図である。

【図5】図1の麻酔深度検出装置において麻酔深度 $D_{RR}$ を決定するために用いられる関係を示す図である。

【図6】図1の麻酔深度検出装置において麻酔深度 $D_{SYS}$ を決定するために用いられる関係を示す図である。

【図7】図1の麻酔深度検出装置の制御作動の要部を説明するフローチャートである。

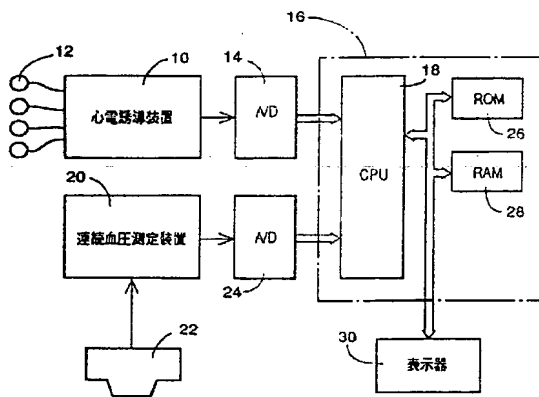
【符号の説明】

- 50：心拍周期検出手段
- 52：心拍周期変動信号抽出手段
- 54：第1麻酔深度決定手段
- 56：連続血圧検出手段
- 58：血圧値変動信号抽出手段
- 60：第2麻酔深度決定手段

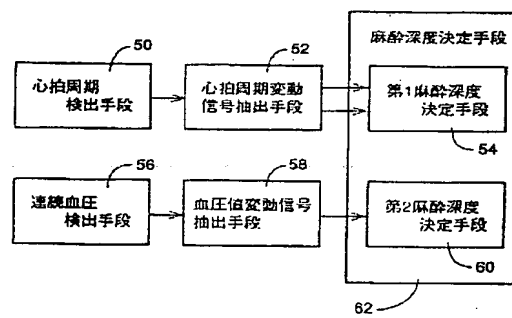
【図3】



【図1】

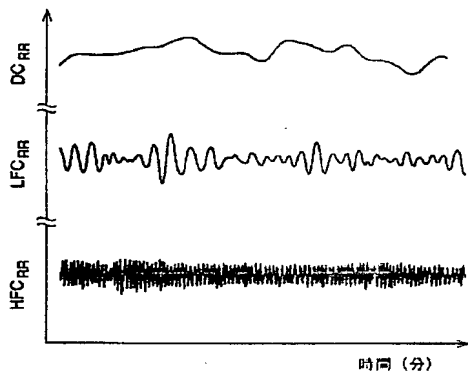


【図2】

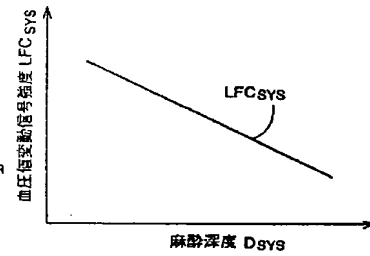
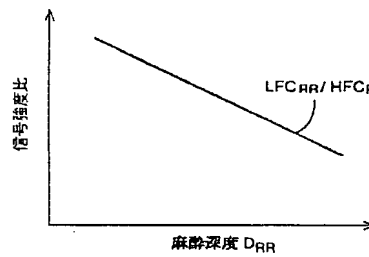


【図6】

【図4】



【図5】



【図7】

